



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 17 137.1

Anmeldetag: 14. April 2003

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Röntgeneinrichtung und Verfahren zum
Herstellen eines Oberflächenbildes

IPC: G 01 N, A 61 B, G 03 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 12. November 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hoiß

Beschreibung

Röntgeneinrichtung und Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes

5

Die Erfindung betrifft eine Röntgeneinrichtung mit einer Tragvorrichtung, an der eine Röntgenstrahlenquelle und ein Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem angeordnet ist. Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes von einem Untersuchungsobjekt mit der Röntgeneinrichtung.

10

Eine Röntgeneinrichtung der eingangs genannten Art ist beispielsweise ein C-Bogen Röntgengerät, wie es u.a. aus der US 5,923,727 bekannt ist. An dem C-Bogen ist die Röntgenstrahlenquelle und der Strahlungsdetektor einander gegenüberliegend angeordnet. Während der Aufnahme der Serie von zweidimensionalen Röntgenbilddatensätzen (2D-Projektionen) bewegt sich der C-Bogen beispielsweise längs seines Umfanges um den Patienten. Aus der Serie von 2D-Projektionen kann der Bildrechner des C-Bogen Röntgengerätes einen Volumendatensatz vom Körperinneren des Patienten errechnen.

15

20

Neben Röntgenaufnahmen hat die optische Formerfassung insbesondere in der plastischen Chirurgie eine große Bedeutung. Die dazu verwendete optischen 3D-Sensoren können prinzipiell in zwei Klassen aufgeteilt werden: Passive Verfahren (Stereo, Shading, Contour) und aktive Verfahren (Laserscanner, Moiré, Kohärenzradar, Laufzeit). Erstere sind in der Regel technisch einfacher zu realisieren. Verfahren mit aktiver Beleuchtung haben dagegen größere Genauigkeiten und sind robuster. 3D-Sensoren sind u.a. in S. Blossey, G. Häusler, F. Stockinger, "A Simple and Flexible Calibration Method for Range Sensors", Int. Conf. of the ICO, Kyoto, April 1994, Seiten 62 bis, R.G. Dorsch, G. Häusler, J.M. Herrmann, "Laser triangulation: fundamental uncertainty in distance measurement", Applied Optics, Vol.33, No.7, März 1994, Seiten 1306-1314, T. Dresel, G. Häus-

30

35

ler, H. Venzke, "Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar", Applied Optics, Vol. 31, No. 7, März 1992, Seiten 919-925, K. Engelhardt, G. Häusler, "Aquisition of 3-D data by focus sensing", Applied Optics, Vol.27, No.22, 5 November 1988, Seiten 4684-4689, M. Gruber, G. Häusler, "Simple, robust and accurate phase-measuring triangulation", Optik, 89, No.3, 1992, Seiten 118-122, G. Häusler, W. Heckel, "Light Sectioning with Large Depth and High Resolution", Applied Optics, Vol. 27, No. 24, 15 Dezember 1988, Seiten 5165-5169, G. 10 Häusler, D. Ritter, "Parallel Three-Dimensional Sensing by Color-Coded Triangulation", Applied Optics, Vol. 32, No. 35, 10 Dezember 1993, Seiten 7164-7169 beschrieben.

Die Aufgabe der Erfindung ist daher, eine Röntgeneinrichtung 15 der eingangs genannten Art derart auszuführen, dass mit ihr auch ein Oberflächenbild des Untersuchungsobjektes hergestellt werden kann.

Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren an- 20 zugeben, so dass mit einer Röntgeneinrichtung der eingangs genannten Art ein Bild zumindest eines Teiles der Oberfläche des Untersuchungsobjektes erstellt werden kann.

Die erste Aufgabe der Erfindung wird gelöst mit einer Rönt- 25 geneinrichtung mit einer Tragevorrichtung, an der ein eine Röntgenstrahlenquelle und einen Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem angeordnet ist, und die Tragevorrichtung während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von einem Untersuchungsobjekt relativ zum Untersuchungsobjekt ver- 30 stellbar ist,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass

- an der Tragevorrichtung ein 3D-Sensor angeordnet ist und
- 35 - die Tragevorrichtung für die Aufnahme eines Bilddatensatzes mit dem 3D-Sensor relativ zum Untersuchungsobjekt verstell-

bar ist, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes abbildet.

Die erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung umfasst eine Trage-
5 vorrichtung, die gemäß einer Ausführungsform der Erfindung
als C-Bogen ausgeführt ist, an der das die Röntgenstrahlen-
quelle und den Strahlungsdetektor aufweisende Röntgensystem
angeordnet ist. Wird die Röntgeneinrichtung zum Herstellen
10 der Serie von 2D-Projektionen, aus der z.B. ein Volumendaten-
satz des Untersuchungsobjektes errechnet werden kann, verwen-
det, dann wird die Tragevorrichtung während der Aufnahme der
Serie von 2D-Projektionen relativ zum Untersuchungsobjekt,
z.B. einem Patienten, verstellt. Handelt es sich bei der Tra-
gevorrichtung um den C-Bogen, so wird der C-Bogen während der
15 Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen gemäß Varianten der
Erfindung längs seines Umfangs (Orbitabl Bewegung) verstellt
oder die Serie von 2D-Projektionen wird während einer Angula-
tionsbewegung aufgenommen. Die erfindungsgemäße Röntgenein-
richtung ist nach einer bevorzugten Ausführungsform ein iso-
20 zentrisches C-Bogen Röntgengerät.

Zusätzlich zu dem Röntgensystem ist erfindungsgemäß an der
Tragevorrichtung der 3D-Sensor angeordnet. Mit dem 3D-Sensor
25 wird der Bilddatensatz aufgenommen, der zumindest einen Teil
der Oberfläche des Untersuchungsobjekts abbildet. Während der
Aufnahme des Bilddatensatzes wird die Tragevorrichtung, ähn-
lich wie bei der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen, re-
lativ zum Untersuchungsobjekt verstellt. Dabei ist die Rönt-
genquelle abgeschaltet. Es ist aber auch möglich, die Serie
30 von 2D-Projektionen und den Bilddatensatz gleichzeitig aufzu-
nehmen, also die Serie von 2D-Projektionen und den Bildden-
satz während einer einzigen Verstellbewegung der Tragevor-
richtung relativ zum Untersuchungsobjekt aufzunehmen.

35 3D-Sensoren sind prinzipiell z.B. aus den in der Einleitung
bereits genannten Druckschriften bekannt. 3D-Sensoren werden
benötigt, um geometrische Daten über die Oberfläche eines Un-

tersuchungsobjekts im Raum zu erfassen. Optische 3D-Sensoren zeichnen sich dabei durch ihre Schnelligkeit und ihr berührungsloses Messprinzip aus (vgl. z.B. S. Blossey, G. Häusler, "Optische 3D-Sensoren und deren industrielle Anwendung", Messtec, 1/96, März 1996, Seiten 24-26). Für den Objekterkennungs- und Lokalisationsalgorithmus dienen sie zur Rundumerfassung des Untersuchungsobjektes. Zur Gewinnung der Information sind 3D-Daten, alternativ zum 2D-Grauwertbild, unabhängig von der Objektreflektivität, Beleuchtung, Farbe und Perspektive und damit robust zu verarbeiten. Je nach Aufgabe werden die Leistungsmerkmale der verwendeten Sensortypen nach folgenden Definitionen bestimmt:

Unter der Datenrate t versteht man die Anzahl der gemessenen Objektpunkte pro Sekunde. Man unterscheidet dabei zwischen punktförmigen (z.B. Abstandssensoren), linienförmigen (z.B. Lichtschnittsensoren) oder flächenhaften (z.B. kodierter Lichtansatz) 3D-Sensoren, die je nach Auswerteverfahren in einem Messzyklus einen Messpunkt, eine Messlinie oder ein Messfeld bis zur Größe von ca. 768×512 Pixel auswerten können. In letzterem Fall sind z.Z. Datenraten bis zu 5Mhz möglich.

Die longitudinale Messunsicherheit δz bezeichnet die Standardabweichung, mit der die Entfernung z absolut auf $\sqrt{\delta z}$ genau gemessen werden kann. Sie bezieht sich auf verschiedene Objektpunkte einer zu vermessenen Ebene. Im Gegensatz dazu bezeichnet das longitudinale Auflösungsvermögen $1/\Delta z$ die relative minimal auflösbare Entfernungsänderung Δz eines einzelnen Objektpunktes. Je nach Sensorprinzip ist z.Z. eine Messunsicherheit bis zu $2\mu\text{m}$ realisierbar, das Auflösungsvermögen kann deutlich größer sein. Für robuste Objekterkennungsaufgaben ist dieser Wert relativ unkritisch; genaue Lokalisationsverfahren benötigen dagegen möglichst genaue Oberflächendaten.

Das laterale Auflösungsvermögen $1/\Delta x$ bezieht sich auf den minimalen Abstand Δx zweier Objektpunkte, der zu ihrer Unter-

scheidung nötig ist. Bei flächenhaften 3D-Sensoren ist $\Delta x = \Delta y$ bei entsprechend optisch abgestimmten Sensoraufbau in der Praxis durch die Pixelierung des CCD-Kamerachips als Aufnahmesensor bestimmt.

5

Der Messbereich ΔX , ΔY , ΔZ gibt die Größe des verfügbaren Messfeldes an und wird u.a. über die Messunsicherheit und das laterale Auflösungsvermögen definiert. In der Praxis ergibt sich die Anzahl der unterscheidbaren Abstände z.Z. zu $\Delta Z / \delta z = 500 \dots 2000$, sowie eine Skalierung des Messvolumens von ca. $100^3 \mu\text{m}^3$ bis zu ca. 500^3mm^3 .

10

Für die Kodierung von 3D-Information durch Licht können verschiedene Eigenschaften ausgenutzt werden, wie Intensität, Farbe, Polarisierung, Kohärenz, Phase, Kontrast, Ort oder Laufzeit. Die in der Praxis wichtigsten Verfahren lassen sich nach vier Auswerteverfahren einteilen.

15

Aktive Triangulation ist das am häufigsten eingesetzte Verfahren. Das zu vermessende Objekt wird mit einem Lichtpunkt aus einer Richtung beleuchtet und unter einem Winkel dazu beobachtet. Die Höhe h des Objekts an der beleuchteten Stelle ergibt sich aus dem Ort der Abbildung auf einen Detektor. Dieses Verfahren ist u.a. in R.G. Dorsch, G. Häusler, J.M. Herrmann, "Laser triangulation: fundamental uncertainty in distance measurement", Applied Optics, Vol.33, No.7, März 1994, Seiten 1306-1314 beschrieben.

20

25

Praktische Verfahren messen linienhaft mit Hilfe eines Laserscanners (vgl. G. Häusler, W. Heckel, "Light Sectioning with Large Depth and High Resolution", Applied Optics, Vol. 27, No. 24, 15 Dezember 1988, Seiten 5165-5169) oder flächenhaft (parallel) durch die Projektion eines kodierten Lichtmusters auf das Objekt. In G. Häusler, D. Ritter, "Parallel Three-Dimensional Sensing by Color-Coded Triangulation", Applied Optics, Vol. 32, No. 35, 10 Dezember 1993, Seiten 7164-7169 ist

30

35

ein Verfahren beschrieben, bei dem ein monochromatisches Spektrum, in dem die einzelnen, nebeneinander liegenden Scanlinien durch Farbe identifiziert sind, projiziert wird. In M. Gruber, G. Häusler, "Simple, robust and accurate phase-measuring triangulation", Optik, 89, No.3, 1992, Seiten 118-122 wird eine phasenmessende Triangulation beschrieben, bei der aus vier sequentiellen Belichtungen die Phase des aufprojizierten Sinusgitters gemessen und daraus die Höhe bestimmt wird.

10

Bei interferometrischen Verfahren werden eine Referenzwelle mit bekannter Phase und eine Objektwelle unbekannter Phase kohärent superpositioniert. Aus dem Interferogramm lässt sich (parallel) die Höhe des Untersuchungsobjekts rekonstruieren.

15

Für kurzkohärente Lichtquellen kann über die Auswertung des Korrelogramms die Oberflächenform absolut gemessen werden. Interferometrische Methoden sind zwar genau, es können aber i.A. nur optisch glatte Oberflächen vermessen werden. Mit einem speziellen Auswerteverfahren, wie in T. Dresel, G. Häusler, H. Venzke, "Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar", Applied Optics, Vol. 31, No. 7, März 1992, Seiten 919-925 offenbart, lassen sich auch raue Objekte vermessen.

20

25

Bei der aktiven Fokussuche wird das Untersuchungsobjekt mit einem Lichtspot oder einer Struktur beleuchtet und abgebildet. Prinzipiell gibt es zwei Arten der Auswertung. Bei der ersten wird auf den zu messenden Objektpunkt mechanisch nachfokussiert, daraus lässt sich direkt der Abstand ermitteln. Die zweite Methode misst den vom Abstand des Objekts zur Kamera abhängigen Kontrast und berechnet daraus die Objektform (vgl. K. Engelhardt; G. Häusler, "Aquisition of 3-D data by focus sensing", Applied Optics, Vol.27, No.22, November 1988, Seiten 4684-4689).

30

35

Laufzeitmesssysteme verwenden die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Licht. Aus der Messung der Zeitdauer eines reflektierten kurzen Lichtpulses kann die Entfernung berechnet werden. Die für eine hohe Ortsauflösung benötigte kurze Zeitmessung ist mit elektronischen, amplituden- oder frequenzmodulierenden Methoden möglich (vgl. I. Moring, T. Heikkinen, R. Myllylä, "Acquisition of three-dimensional image data by a scanning laser range finder", Opt. Eng. 28 (8), 1989, Seiten 897 bis 902.

Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die erfindungsgemäße Röntgeneinrichtung derart ausgeführt, dass sie aus der Serie von 2D-Projektionen, die vor, nach oder während der Aufnahme des Bilddatensatzes aufgenommen wird, einen Volumendatensatz vom Untersuchungsobjekt errechnet, der mit dem Bilddatensatz fusioniert oder überlagert wird.

Die zweite Aufgabe der Erfindung wird gelöst mit einem Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes von einem Untersuchungsobjekt mit einer Röntgeneinrichtung, die eine Tragevorrichtung für eine Röntgenstrahlenquelle und einen Strahlungsdetektor umfassendes Röntgensystem aufweist und die während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersuchungsobjekt relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt wird

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass

die Tragevorrichtung während der Aufnahme eines Bilddatensatzes mit einem an der Tragevorrichtung angeordneten 3D-Sensor relativ zum Untersuchungsobjekt verstellt wird, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes abbildet.

Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Ein Ausführungsbeispiel ist exemplarisch in den schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 ein C-Bogen Röntgengerät mit einem Patienten und

5

Fig. 2 das in der Figur 1 dargestellte C-Bogen Röntgengerät ohne Patient.

Die Fig. 1 zeigt schematisch ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät 1. Das C-Bogen Röntgengerät 1 weist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einen auf Rädern 2 verfahrbaren Gerätewagen 3 auf. Das C-Bogen Röntgengerät 1 umfasst eine in der Fig. 1 schematisch angedeutete Hubvorrichtung 4 mit einer Säule 5. An der Säule 5 ist ein Halteteil 6 angeordnet, an dem wiederum ein Lagerteil 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 angeordnet ist. Der C-Bogen 8 weist eine Röntgenstrahlenquelle 9 und einen Strahlungsdetektor 10 auf, welche derart aneinander gegenüberliegend an dem C-Bogen 8 angeordnet sind, dass ein von der Röntgenstrahlenquelle 9 ausgehender Zentralstrahl ZS einer Röntgenstrahlung annähernd mittig auf die Detektorfläche des Strahlungsdetektors 10 trifft. Als Strahlungsdetektor 10 kann z.B. ein Flachbilddetektor oder ein Röntgenbildverstärker verwendet werden, wie sie allgemein bekannt sind.

10

15

20

25

Das Lagerteil 7 ist in an sich bekannter Weise um eine gemeinsame Achse A des Halteteiles 6 und des Lagerteiles 7 drehbar (vgl. Doppelpfeil a, Angulation) und in Richtung der Achse A verschieblich (vgl. Doppelpfeil b) an dem Halteteil 6 gelagert. Der C-Bogen 8 ist längs seines Umfangs in die Richtung des Doppelpfeils c an dem Lagerteil 7 relativ zu dem Lagerteil 7 verschieblich bezüglich des Isozentrums I des C-Bogens 8 gelagert (Orbitalbewegung).

30

35

Mit Hilfe der Hubvorrichtung 4 ist der C-Bogen 8, der über das Lagerteil 7 und das Halteteil 6 mit der Säule 5 der Hub-

vorrichtung 4 verbunden ist, relativ zu dem Gerätewagen 3 vertikal verstellbar.

Ein schematisch in der Fig. 1 gezeigter Patient P liegt auf einem ebenfalls nur schematisch dargestellten und für Röntgenstrahlung transparenten Tisch T, der mit einer nicht gezeigten Hubvorrichtung vertikal verstellbar ist. Der Patient P kann durch die vorgehend genannten Verstellmöglichkeiten des C-Bogen Röntgengerätes 1 und des Tisches T auf unterschiedlichste Weise radiologisch untersucht werden, wobei die von der Röntgenstrahlenquelle 9 ausgehende Röntgenstrahlung mit dem Zentralstrahl ZS den Patienten P durchdringt und auf den Strahlungsdetektor 10 auftritt.

Das C-Bogen Röntgengerät 1 ist insbesondere dafür vorgesehen, einen Volumendatensatz von Körperteilen des Patienten P zu erstellen. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles ist in dem Gerätewagen 3 ein Rechner 11 angeordnet, der in einer in der Fig. 1 nicht dargestellten Weise mit dem Strahlungsdetektor 10 verbunden ist und in an sich bekannter Weise aus einer mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Strahlungsdetektor 10 gewonnenen Serie von 2D-Projektionen, welche bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um ein in einem Bild darzustellendes Körperteil des Patienten P gewonnen werden, einen Volumendatensatz von dem darzustellenden Körperteil rekonstruiert. Der C-Bogen 8 wird dabei entweder längs seines Umfanges in die Richtung des Doppelpfeils o relativ zu dem Lagerteil 7 oder bezüglich der Angulationsachse A um etwa 190° verstellt, wobei während der Verstellung ca. 50 bis 100 2D-Projektionen gewonnen werden. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles steuert der Rechner 11 die Verstellung des C-Bogens 8 mittels eines in dem Lagerteil 7 angeordneten elektrischen Antriebes 12 oder mittels eines in dem Halteteil 6 angeordneten elektrischen Antriebes 13. Der Rechner 11 ist in nicht dargestellter Weise mit den elektrischen Antrieben 12 und 13 verbunden.

Um aus der Serie von 2D-Projektionen den Volumendatensatz rekonstruieren zu können, sind in den elektrischen Antrieben 12 und 13 je ein Wegaufnehmer 14 und 15 integriert, welche zu jeder der 2D-Projektionen des aufzunehmenden Körperteils eine Position des C-Bogens 8 relativ zu dem darzustellenden Körperteil zuordnen. Aus den Positionen werden schließlich Projektionsgeometrien ermittelt, welche für die Rekonstruktion erforderlich sind.

Da aufgrund der beschränkten Robustheit und Verwindungssteifigkeit des C-Bogens 8 die Röntgenstrahlenquelle 9 und der Strahlendetektor 10 je nach Stellung des C-Bogens 8 in der Regel leicht verschieden gegeneinander ausgerichtet sind, werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mittels einer Offline-Kalibrierung, z.B. mit einem Kalibrierphantom oder Projektionsmatrizen, die durch die Verwindung des C-Bogens 8 resultierenden Fehler bezüglich der Geometrie des C-Bogens 8 zumindest größtenteils ausgeglichen. Die Offline-Kalibrierung wird z.B. während der Inbetriebnahme des C-Bogen Röntgengerätes 1 oder kurz vor einer Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen durchgeführt. Ein Beispiel einer Offline-Kalibrierung ist in der in der Einleitung genannten US 5,923,727 beschrieben.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird ein Volumendatensatz vom Kopf K des Patienten P angefertigt, indem der C-Bogen 8, wie eben beschrieben, längs seines Umfanges verstellt und dabei eine Serie von 2D-Projektionen vom Kopf K des Patienten P angefertigt wird. Es wird also ein so genannter Orbitalscan durchgeführt. Der Rechner 11 berechnet daraus einen Volumendatensatz dessen zugehöriges Röntgenbild mit einem Monitor 16, der mit dem Rechner 11 mit einer elektrischen Leitung 17 verbundenen ist, dargestellt werden kann.

An dem C-Bogen 8 ist ferner ein 3D-Sensor angeordnet. Für die Funktionsweise des 3D-Sensors wird zusätzlich zur Figur 1 auch auf die Figur 2 Bezug genommen. In der Figur 2 ist eben-

falls das C-Bogen Röntgengerät 1 der Figur 1 dargestellt. Auf dem Tisch T befindet sich jedoch kein Patient P.

Der 3D-Sensor umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungs-
beispiel einen Laser 21, einen Ablenkspiegel 22 und eine CCD-
Kamera 23. Der Laser 21 ist am C-Bogen 8 derart angeordnet,
dass der von dem Laser 21 ausgehende Laserstrahl auf den Ab-
lenkspiegel 22 trifft. Der Ablenkspiegel 22 ist am C-Bogen 8
derart schwenkbar angeordnet und wird im Falle des vorliegen-
den Ausführungsbeispiels mit einem in den Figuren nicht dar-
gestellten Elektromotor derart bewegt, dass für jede Stellung
des C-Bogens 8 relativ zum Gerätewagen 3 aus dem Laserstrahl
24 eine parallel zur Orbitaldrehachse des C-Bogens 8 ausge-
richtete so genannte "Lichtlinie" 25 entsteht, die auf dem
Tisch T geworfen wird (vgl. Figur 2). Diese wird von der CCD-
Kamera 23, die unter einem Triangulationswinkel α am C-Bogen
8 befestigt ist, aufgenommen.

Befindet sich auf dem Tisch ein Objekt, im Falle des vorlie-
genden Ausführungsbeispiels der Patient P, bzw. dessen Kopf
K, so entsteht aus der Lichtlinie 25 (Figur 2) eine Objekthö-
henlinie 26, die auf den Kopf K des Patienten P geworfen wird
(vgl. Figur 1). Die CCD-Kamera 21 tastet die Objekthöhenlinie
26 unter dem Trangulationswinkel α ab. Die der Abtastung zu-
geordneten elektrischen Signale werden anschließend an den
Rechner 11, mit dem die CCD-Kamera 21 in nicht dargestellter
Weise elektrisch verbunden ist, zugeführt. Der Rechner 11 be-
rechnet aus diesen Signalen wiederum den Versatz der Objekt-
höhenlinie 26 zu der der jeweiligen Stellung des C-Bogens 8
zugehörigen Lichtlinie 25.

Um nun ein 3D-Höhenbild der Kopfoberfläche des Patienten P,
also ein Oberflächenbild des Kopfes K des Patienten P zu er-
halten, wird der C-Bogen 8 längs seines Umfangs mit ausge-
schalteter Röntgenstrahlenquelle bewegt (Orbitalscan). Wäh-
rend des Orbitalscans werden dabei Objekthöhenlinien für ver-
schiedenen Positionen des C-Bogens 8 relativ zum Gehäusewagen

3 aufgenommen und deren zugeordnete Signale an den Rechner 11 weitergeleitet. Aus den einzelnen Objekthöhenlinien berechnet daraufhin der Rechner 11 das Oberflächenbild, das mit dem Monitor 16 wiedergegeben werden kann.

5

Für die Berechnung der einzelnen Oberflächenhöhenlinien bzw. des Oberflächenbildes muss die Lage des 3D-Sensors bekannt sein. Da sich der C-Bogen 8, wie bereits erwähnt, in der Praxis leicht verwindet, wird er im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einer bereits beschriebenen Offline-Kalibrierung unterzogen. Somit ist die Lage des 3D-Sensors für jede Stellung des C-Bogens 8 hinreichend bekannt, so dass das Oberflächenbild berechnet werden kann.

10

15 Ist der Patient P für den Orbitalscans zur Herstellung des Volumendatensatzes und des Oberflächenbildes gleich ausgerichtet, so ist es in einfacher Weise möglich, das Oberflächenbild und das dem Volumendatensatz zugeordnete Röntgenbild zu überlappen.

20

Es ist auch denkbar, dass die Serie von 2D-Projektionen für den Volumendatensatz und die Abtastung des Patienten P mit dem Laser 21 während genau eines Orbitalscans durchgeführt wird.

5

Das Ausführungsbeispiel hat übrigens nur exemplarischen Charakter.

Patentansprüche

1. Röntgeneinrichtung mit einer Tragevorrichtung (8), an der
ein eine Röntgenstrahlenquelle (9) und einen Strahlungsdetek-
5 tor (10) umfassendes Röntgensystem angeordnet ist, und die
Tragevorrichtung (8) während der Aufnahme einer Serie von 2D-
Projektionen von einem Untersuchungsobjekt (P, K) relativ zum
Untersuchungsobjekt (K, P) verstellbar ist,
- 10 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass
- an der Tragevorrichtung (3) ein 3D-Sensor (21-23) angeord-
net ist und
 - die Tragevorrichtung (8) für die Aufnahme eines Bilddaten-
15 satzes mit dem 3D-Sensor (21-23) relativ zum Untersuchungs-
objekt (K, P) verstellbar ist, wobei der Bilddatensatz zu-
mindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes
(K, P) abbildet.
- 20 2. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 1, bei der die Tragevor-
richtung einen C-Bogen (8) umfasst.
3. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, bei der der C-Bogen
(8) während der Aufnahme des Bilddatensatzes entlang seines
25 Umfangs verstellbar ist.
4. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, bei der der Bilddaten-
satz während einer Angulationsbewegung des C-Bogens (8) auf-
genommen wird.
- 30 5. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, die
ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät (1) ist.
6. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, die
35 derart ausgeführt ist, dass sie aus der Serie von 2D-
Projektionen einen Volumendatensatz vom Körper des Untersu-

chungsobjektes (K, P) errechnet und den Bilddatensatz mit dem Volumendatensatz fusioniert oder überlagert.

5 7. Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes (OB) von einem Untersuchungsobjekt (K, P) mit einer Röntgeneinrichtung (1), die eine Tragevorrichtung (8) für eine Röntgenstrahlenquelle (9) und einen Strahlungsdetektor (10) umfassendes Röntgensystem aufweist und die Tragevorrichtung (8) während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersuchungsobjekt (K, P) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) verstellt wird

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass

15 die Tragevorrichtung (8) während der Aufnahme eines Bilddatensatzes mit einem an der Tragevorrichtung (8) angeordneten 3D-Sensor (21-23) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) verstellt wird, wobei der Bilddatensatz zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes (K, P) abbildet.

20

8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die Tragevorrichtung einen C-Bogen (8) umfasst.

25 9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem der C-Bogen (8) während der Aufnahme des Bilddatensatzes entlang seines Umfangs verstellt wird.

30 10. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem der Bilddatensatz während einer Angulationsbewegung des C-Bogens (8) aufgenommen wird.

35 11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, bei dem die Röntgeneinrichtung ein isozentrisches C-Bogen Röntgengerät (1) ist.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 11, bei dem vor, nach oder während der Aufnahme des Bilddatensatzes die

Serie von 2D-Projektionen vom Untersuchungsobjekt (K, P) erstellt und aus der Serie von 2D-Projektionen ein Volumendatensatz errechnet wird und der Volumendatensatz mit dem Bild-
datensatz fusioniert oder überlagert wird.

Zusammenfassung

Röntgeneinrichtung und Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Herstellen eines Oberflächenbildes (OB) von einem Untersuchungsobjekt (K, P) mit einer Röntgeneinrichtung (1), die eine Tragevorrichtung (8) für eine Röntgenstrahlenquelle (9) und einen Strahlungsdetektor (10) umfassendes Röntgensystem aufweist. Die Tragevorrichtung (8) wird während der Aufnahme einer Serie von 2D-Projektionen von dem Untersuchungsobjekt (K, P) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) verstellt. An der Tragevorrichtung (8) ist außerdem ein 3D-Sensor (21-23) angeordnet, der während einer Verstellung der Tragevorrichtung (8) relativ zum Untersuchungsobjekt (K, P) einen Bilddatensatz vom Untersuchungsobjekt (K, P) aufnimmt. Der Bilddatensatz bildet zumindest einen Teil der Oberfläche des Untersuchungsobjektes (K, P) ab. Die Erfindung betrifft ferner eine Röntgeneinrichtung (1), mit der das erfindungsgemäße Verfahren durchgeführt werden kann.

FIG 1

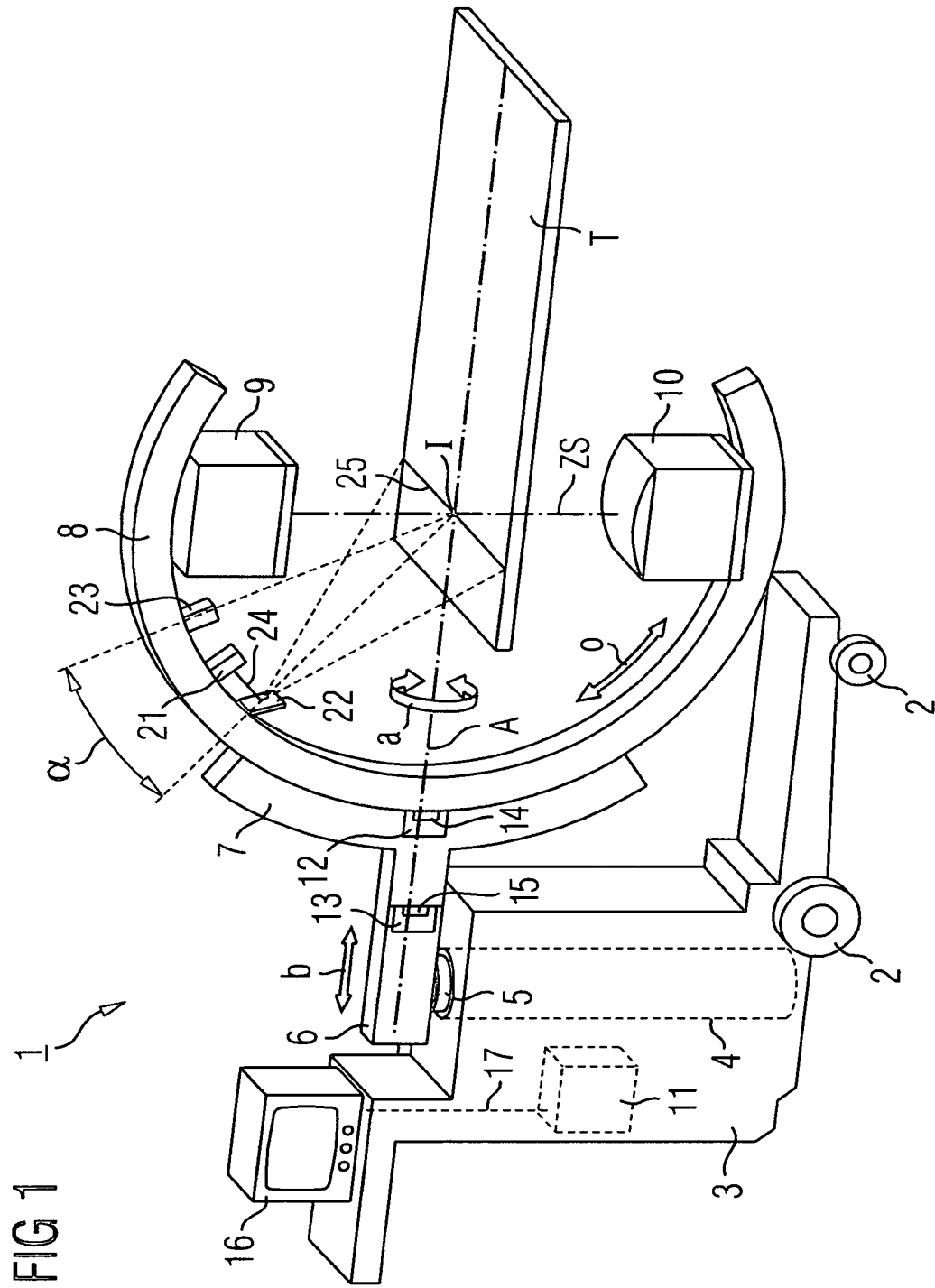


FIG 2

